

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-223460

(P2012-223460A)

(43) 公開日 平成24年11月15日(2012.11.15)

| | | |
|-------------------------------|----------------------|------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード(参考) |
| A 6 1 B 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 A | 4 C 1 6 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 U | |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-95540 (P2011-95540)
 (22) 出願日 平成23年4月21日 (2011. 4. 21)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100115107
 弁理士 高松 猛
 (72) 発明者 遠藤 安土
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 安田 裕昭
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 松永 純
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

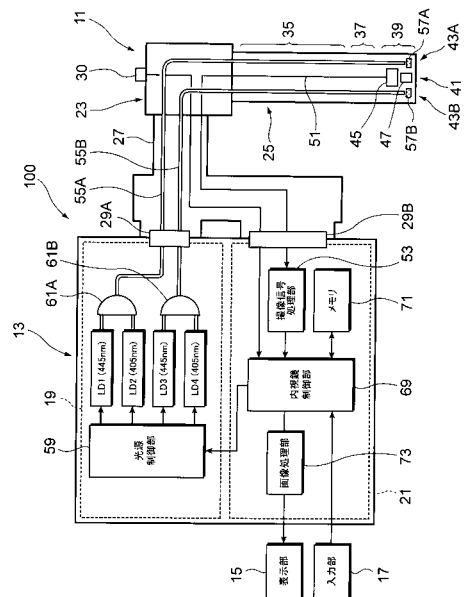
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の観察画像を近景から遠景まで適正露出で撮影すると共に、特に近景となる被検体表面に対しては自動的に狭帯域光観察が行えるようにする。

【解決手段】 内視鏡装置は、内視鏡挿入部25の先端に、観察画像を取得するための観察窓41を備える。この内視鏡装置は、白色光を生成するための第1の光源LD1、LD3と、狭帯域光を生成する第2の光源LD2、LD4と、観察窓41を挟んだ両脇側にそれぞれが配置された第1の照明窓43A及び第2の照明窓43Bと、第1の光源と第2の光源を個別に光量制御して、白色光と狭帯域光との光量比を変更する光量比変更手段と、観察画像に映出された被検体の第1の照明窓と第2の照明窓との接近度を検出する接近度検出手段と、接近度の高い側の照明窓に対して、接近度の低い側の照明窓より狭帯域光の光量比を高くするように光量比制御変更手段を制御する照明光制御手段とを備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入部の先端に、観察画像を取得するための観察窓を備えた内視鏡装置であって、

白色光を生成するための第 1 の光源と、

前記白色光よりも実質的に波長が短く且つ前記白色光よりも波長帯域が狭い狭帯域光を生成する第 2 の光源と、

前記観察窓を挟んだ両脇側にそれぞれが配置され、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源からの出力光を合波した照明光を被検体に向けて出射する第 1 の照明窓及び第 2 の照明窓と、

前記第 1 の光源と前記第 2 の光源を個別に光量制御して、前記照明光の前記白色光と前記狭帯域光との光量比を変更する光量比変更手段と、

前記観察画像に映出された被検体の前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓との接近度を検出する接近度検出手段と、

前記接近度検出手段により検出された接近度が高い側の照明窓に対して、前記接近度の低い側の照明窓より前記狭帯域光の光量比を高くするように前記光量比変更手段を制御する照明光制御手段と、

を備えた内視鏡装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記照明光制御手段が、前記接近度の低い側の照明窓に対して、前記接近度の高い側の照明窓より出射光量を増加させる内視鏡装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

前記接近度検出手段が、前記第 1 の光源の光量及び前記第 2 の光源の光量と、前記観察画像における前記被検体の画素領域の輝度との関係に応じて、前記接近度を推定する内視鏡装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓が、それぞれ前記第 1 の光源からの出射光を波長変換する波長変換部材を備えた内視鏡装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡装置であって、

前記第 1 の光源からの出射光が前記波長変換部材を照射し、

前記波長変換部材が、前記青色光により蛍光体が発光する蛍光と、前記波長変換部材を透過する第 1 の光源からの出射光とを合わせた白色光を出射する内視鏡装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 請求項 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記第 2 の光源が、中心波長 380 nm ~ 470 nm の光を出射する内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記観察画像を表示する表示部と、

前記表示部に、前記観察画像、及び該観察画像を取得したときの前記第 1 の照明窓、前記第 2 の照明窓のそれぞれに対する前記光量比の情報を表示する情報表示手段と、

を備えた内視鏡装置

40

【請求項 8】

請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記観察窓を挟んで配置される前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓との対が、前記内視鏡先端部の異なる位置に複数対設けられた内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、内視鏡装置には、光学像を取得するための観察窓と、照明光を照射する照明窓とを体腔内に挿入する挿入部の先端に設けてある。照明窓からは、白色照明光が観察対象に向けて出射され、観察対象からの光が観察窓を通じて取り込まれて観察画像が取得される。このような白色光を照射して観察する通常観察以外にも、可視短波長の狭帯域光を照射して、生体組織表層の毛細血管や粘膜微細模様を強調表示する狭帯域光観察を行える内視鏡装置がある。狭帯域光観察は、通常観察では得られない組織表層の様子が画像強調されるため、病変部の発見や病変の進行度合いを診断する上で有用な内視鏡診断技術となっている。

10

【0003】

ところで、内視鏡装置により撮影される体腔内の観察画像は、被写体が管状であることが多い。そのため、観察画像に映出された管路遠方では照明光が届かず暗くなり、観察画像の周辺部に映出される近景は、照明光が至近距離で照射されて過剰に明るくなる。その結果、撮影された観察画像は、遠景部分に黒潰れ、近景部分にハレーションを生じた診断に適さない画像になることがあった。

【0004】

このような遠景と近景とが共存する観察画像となる場合に、遠景・近景の双方に適正な露光条件となる調光制御を行う内視鏡装置が特許文献1に記載されている。特許文献1の内視鏡装置では、内視鏡先端部に分散配置された複数の発光素子をそれぞれ個別に光量制御することで、近景から遠景までを適正な露光で撮影している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2000-66115号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0006】

しかし、内視鏡装置で体腔内を観察する場合、適正露光で近景から遠景までを撮影しても、白色光照明による通常観察画像からは正確な診断ができない場合がある。その場合には、通常観察モードから前述の狭帯域光観察モードに切り替えることになるが、内視鏡装置による観察画像は近景と遠景が共に含まれる画像が多く、通常観察画像を見たい場合と、狭帯域光観察画像を見たい場合とが繰り返される。このため、内視鏡装置で体腔内を観察する場合に、観察モードの切り替えを頻繁に行う必要が生じ、手技が煩雑となり術者の負担が増加する。

【0007】

本発明は、内視鏡の観察画像を近景から遠景まで適正露出で撮影すると共に、特に近景となる被検体表面に対しては自動的に狭帯域光観察が行える内視鏡装置を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、下記構成からなる。

内視鏡挿入部の先端に、観察画像を取得するための観察窓を備えた内視鏡装置であって、

白色光を生成するための第1の光源と、

前記白色光よりも実質的に波長が短く且つ前記白色光よりも波長帯域が狭い狭帯域光を生成する第2の光源と、

50

前記観察窓を挟んだ両脇側にそれぞれが配置され、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源からの出力光を合波した照明光を被検体に向けて出射する第 1 の照明窓及び第 2 の照明窓と、

前記第 1 の光源と前記第 2 の光源を個別に光量制御して、前記照明光の前記白色光と前記狭帯域光との光量比を変更する光量比変更手段と、

前記観察画像に映出された被検体の前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓との接近度を検出する接近度検出手段と、

前記接近度の高い側の照明窓に対して、前記接近度の低い側の照明窓より前記狭帯域光の光量比を高くする照明光制御手段と、

を備えた内視鏡装置。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明の内視鏡装置によれば、内視鏡の観察画像を近景から遠景まで適正露出で撮影でき、また、特に近景となる被検体表面に対しては自動的に狭帯域光観察を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図 1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図である。

【図 2】内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

20

【図 3】出射光の分光特性を示すグラフである。

【図 4】内視鏡先端部の斜視図である。

【図 5】波長変換部材周辺の構成を示す要部断面図である。

【図 6】体腔内における内視鏡観察の様子を模式的に示す説明図である。

【図 7】図 6 に示す観察時における観察画像の一例を示す説明図である。

【図 8】観察画像の輝度分布を示すグラフである。

【図 9】光量比最適化モードを実施する手順を示すフローチャートである。

【図 10】距離変換テーブルの一例を示す説明図である。

【図 11】出射光量テーブルの一例を示す説明図である。

【図 12】光量比テーブルの一例を示す説明図である。

30

【図 13】表示部の表示画面に観察画像が表示された様子を模式的に示す説明図である。

【図 14】(A) は観察画像の全体が近景となる場合、(B) は観察画像の全体が遠景になる場合を示す説明図である。

【図 15】変形例 1 の光源装置の構成を示す構成図である。

【図 16】変形例 2 の内視鏡先端部の模式的な正面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図、図 2 は内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

40

内視鏡装置 100 は、図 1 に示すように、内視鏡 11 と、制御装置 13 と、モニタ等の表示部 15 と、制御装置 13 に情報を入力するキーボードやマウス等の入力部 17 とを備えている。制御装置 13 は、光源装置 19 と、観察画像の信号処理を行うプロセッサ 21 とを有して構成される。

【0012】

内視鏡 11 は、本体操作部 23 と、この本体操作部 23 に連設され被検体（体腔）内に挿入される挿入部 25 とを備える。本体操作部 23 には、ユニバーサルコード 27 が接続されている。このユニバーサルコード 27 の先端は、光源装置 19 にライトガイド（LG）コネクタ 29A を介して接続され、また、ビデオコネクタ 29B を介してプロセッサ 21 に接続されている。

50

【0013】

図2に示すように、内視鏡11の本体操作部23には、挿入部25の先端側で吸引、送気、送水を実施するためのボタン、撮像時のシャッターボタン、観察モードを切り替えるモード切り替えボタン30等の各種操作ボタン31が併設される。また、本体操作部23には一対のアングルノブ33が設けられている。

【0014】

挿入部25は、本体操作部23側から順に軟性部35、湾曲部37、及び先端部（内視鏡先端部）39で構成される。湾曲部37は、本体操作部23のアングルノブ33を回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより先端部39を所望の方向に向けることができる。

10

【0015】

内視鏡先端部39には、図1に示すように、撮像光学系の観察窓41と、照明光学系の照明窓43A（第1の照明窓）、43B（第2の照明窓）とが配置されている。各照明窓43A、43Bは、被検体に向けてそれぞれ照明光を出射する。被検体からの反射光は、観察窓41を通じて撮像素子45で検出（撮像）される。撮像された観察画像は適宜な画像処理が施された後、プロセッサ21に接続された表示部15に表示される。

【0016】

ここで、撮像光学系は、CCD(Charge Coupled Device)型イメージセンサや、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)型イメージセンサ等の撮像素子45と、撮像素子45に観察像を結像させるレンズ等の光学部材47とを有する。撮像素子45の受光面に結像されて取り込まれる観察像は、電気信号に変換されて信号ケーブル51を通じてプロセッサ21の撮像信号処理部53に入力され、撮像信号処理部53で映像信号に変換される。

20

【0017】

一方、照明光学系は、光源装置19と、光源装置19にコネクタ29Aを介して接続される一対の光ファイバ55A、55Bと、光ファイバ55A、55Bの光出射端にそれぞれ配置された波長変換部材57A、57Bとを有する。光源装置19は、半導体発光素子であるレーザ光源LD1、LD2、LD3、LD4と、各レーザ光源LD1、LD2、LD3、LD4を駆動制御する光源制御部59と、レーザ光源LD1、LD2からの出射光を合波して光ファイバ55Aに導入するコンバイナ61A、及びレーザ光源LD3、LD4からの出射光を合波して光ファイバ55Bに導入するコンバイナ61Bとを有する。

30

【0018】

レーザ光源LD1、LD3（第1の光源）は、中心波長445nmの青色発光の半導体レーザであり、白色光を生成するために供される。レーザ光源LD2、LD4（第2の光源）は、中心波長405nmの紫色発光の半導体レーザである。これらのレーザ光源としては、例えばブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードが使用できる。レーザ光源LD2、LD4は、中心波長370～470nmの範囲であれば、良好な狭帯域光観察を行うことができる。

【0019】

光源制御部59は、内視鏡制御部69から出力される各レーザ光源LD1、LD2、LD3、LD4に対する目標光量値に基づいて、レーザ光源LD1、LD2、LD3、LD4をそれぞれ個別に光量制御してレーザ光を出射させる。レーザ光源LD1、LD2からの出射光は、光ファイバ55Aを通じて内視鏡先端部39まで導光され、波長変換部材57Aへ照射される。また、レーザ光源LD3、LD4からの出射光は、光ファイバ55Bを通じて内視鏡先端部39の波長変換部材57Bへ照射される。このように、照明窓43A、43Bからは、光源制御部59によるレーザ光源LD1、LD2と、レーザ光源LD3、LD4の出射光制御により、任意の光量及び任意のタイミングで光出射が可能となっている。

40

【0020】

波長変換部材57A、57Bは、レーザ光源LD1、LD3から出射される青色レーザ

50

光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばＹＡＧ系蛍光体、或いはＢＡＭ（ $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{37}$ ）等を含む蛍光体等）を含んで構成される。これら波長変換部材５７Ａ，５７Ｂにより、図３に出射光の分光特性を示すように、レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ３からの青色レーザ光と、この青色レーザ光が波長変換された緑色～黄色の励起光とが合成されて、プロファイルＳ１で示される演色性の高い白色光が生成される。

【００２１】

レーザ光源ＬＤ２，ＬＤ４からの出射光については、波長変換部５７Ａ，５７Ｂによる波長変換がレーザ光源ＬＤ１，ＬＤ３からの出射光と比較すると僅かである。そのため、図３にプロファイルＳ２で示すように、殆どが白色光よりも実質的に波長が短く且つ白色光よりも波長帯域が狭い中心波長４０５ｎｍの狭帯域光となる。

10

【００２２】

つまり、各レーザ光源から出力されるレーザ光は、光ファイバ５５Ａ，５５Ｂにより内視鏡先端部３９へ導光され、内視鏡先端部３９の照明窓４３Ａ，４３Ｂから、それぞれ白色光と、紫色の狭帯域光とが任意の光量比となって出射される。具体的には、内視鏡制御部６９は、光源制御部５９に制御信号を出力し、光源制御部５９は、入力された制御信号により各レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２，ＬＤ３，ＬＤ４を駆動する駆動信号を出力する。各レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ２，ＬＤ３，ＬＤ４がそれぞれ入力された駆動信号に基づく光量で光出射することで、照明窓４３Ａ，４３Ｂからの出射光の強度や光量比（色味）が調整される。この内視鏡制御部６９は、レーザ光源ＬＤ１，ＬＤ３と、レーザ光源ＬＤ２，ＬＤ４を個別に光量制御して、照明光の白色光と狭帯域光との光量比を変更する光量比変更手段として機能する。

20

【００２３】

プロセッサ２１は、内視鏡制御部６９と、映像信号を生成する撮像信号処理部５３と、撮像信号や各種情報を保存するメモリ７１と、画像処理部７３とを備えている。内視鏡制御部６９は、撮像信号処理部５３から出力される観察画像の画像データを画像処理部７３により適宜な画像処理を施して、表示部１５に映出する。また、光源装置１９の光源制御部５９に制御信号を出力して、各照明窓４３Ａ，４３Ｂから所望のスペクトルで所望の光量の照明光を出射させる。この内視鏡制御部６９は、図示しないＬＡＮ等のネットワークに接続されて、画像データを含む情報を配信する等、内視鏡装置１００全体を制御する。

30

【００２４】

図４に内視鏡先端部３９の斜視図を示した。内視鏡先端部３９には、前述した被検体を観察するための観察窓４１と、照明光を出射する照明窓４３Ａ，４３Ｂが配置される。照明窓４３Ａ，４３Ｂは、観察窓４１を挟んだ両脇側にそれぞれ配置されている。

【００２５】

図５は波長変換部材５７Ａ，５７Ｂ周辺の構成を示す要部断面図である。

光ファイバ５５Ａ（５５Ｂ）は、フェルール８１の挿通孔８３に保持され、光出射端には波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）が配置されている。フェルール８１の外側には、筒状のスリーブ部材８５と、スリーブ部材８５の先端を封止する保護カバー８７とが設けてある。

40

【００２６】

フェルール８１の先端側には、波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）を収容する凹状の保持部８９が形成され、保持部８９の表面には反射膜９１が設けられている。反射膜９１は、銀、アルミ等の金属膜からなり、例えばメッキ、蒸着、スパッタ等により薄膜状に形成される。波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）は、保持部８９の内部に、反射膜９１と接しつつ保持されることで、波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）から発する照明光を反射膜９１によって反射させている。これにより、光利用効率を向上できる。

【００２７】

保護カバー８７は、波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）から出射される照明光、即ち、蛍光体を拡散しながら透過する青色レーザ光と、波長変換部材５７Ａ（５７Ｂ）から励起発光される緑色～黄色の蛍光とが透過可能な材料からなり、円板状に形成される。この保護カ

50

パー 87 は、例えば石英ガラスやサファイヤガラス等から形成することができる。

【0028】

また、保護カバー 87 は、スリーブ部材 85 の端部に内周面を拡径して形成した段付部 93 と端部の側面 95 とに、ガラスピース 97 を含んだ接着剤 99 により接着されている。これにより、スリーブ部材 85 の先端が封止される。

【0029】

上記構成の内視鏡装置 100 は、内視鏡制御部 69 の制御により、内視鏡先端部 39 の照明窓 43A, 43B から白色光を出射する通常観察モードと、狭帯域光を出射する狭帯域光観察モードと、光量比最適化モードとに切り替えできる。

【0030】

ここで、通常観察モードは、レーザ光源 LD1, LD3 からの青色レーザ光による白色照明光により観察するモードであり、狭帯域光観察モードは、レーザ光源 LD2, LD4 からの紫色レーザ光による狭帯域光と、上記の白色照明光とを所定の光量比で出射させて観察するモードである。また、光量比最適化モードは、観察画像の近景部分に対しては狭帯域光の光量を増加させ、遠景部分に対しては白色光の光量を増加させることで、近景部分の組織表層の様子を画像強調し、毛細血管や粘膜微細構造の模様を容易に観察可能にするモードである。このように、各モードで照明光の点灯制御はそれぞれ異なり、内視鏡制御部 69 は、設定されたモードに対応して光源制御部 59 に制御信号を出力する。

【0031】

以下、この照明光の点灯制御について説明する。

通常観察モードでは、LD1, LD3 からの青色レーザ光を選択的に使用し、狭帯域光観察モードでは、主に LD2, LD4 からの紫色レーザ光を使用して観察することは上記の通りである。

【0032】

光量比最適化モードは、これら 2 つの観察モードを観察画像の近景部分と遠景部分に対して個別に適用したモードであり、モード切り替えボタン 30 の押下によって観察モードが切り替わる。以下、光量比最適化モードを詳細に説明する。

【0033】

図 6 に体腔内における内視鏡観察の様子を模式的に示した。体腔の管壁 113 に沿って内視鏡挿入部 25 を進行させて、体腔内を観察する際、内視鏡による観察画像には近景部分と遠景部分との双方が共に取り込まれる。図 6 に示す場合には、図 7 に観察画像の一例を示すように、画面中央から左側を L 領域、右側を R 領域とすると、照明窓 43A の側となる L 領域は近景部分となり、体腔の管壁 113 が明るく映出されている。また、照明窓 43B の側となる R 領域は遠景部分となり、遠方の管壁 113 が暗く映出されている。つまり、この場合の観察画像の輝度分布は、図 8 に示すように、L 領域では輝度が高く、R 領域では低くなっている。

【0034】

図 7 に示す輝度の明るい領域と暗い領域は、照明窓 43A, 43B から出射される光量をそれぞれ増減させることで、適正な露光にできる。そして、本構成においては、露光を適正にすることに加えて、近景の管壁 113 に対しては狭帯域光観察が行えるように狭帯域光の光量比を増加させ、組織表層の様子を画像強調する。

【0035】

図 9 に光量比最適化モードを実施する手順をフローチャートに示した。

内視鏡の術者が図 6 に示すように内視鏡挿入部 25 を体腔内に挿入して、内視鏡が内視鏡先端部 39 の観察窓 41 を通じて観察画像を取得する (S1)。内視鏡制御部 69 は、取得した観察画像に対して L 領域、R 領域における平均輝度をそれぞれ算出する (S2)。内視鏡制御部 69 は、これら L 領域、R 領域の平均輝度と、照明窓 43A, 43B から出射される光量、即ち、レーザ光源 LD1, LD2, LD3, LD4 の各目標光量値に応じた光量設定値から、映出された被写体と内視鏡先端部 39 (照明窓 43A, 43B) との距離 (接近度) を推定する (S3)。

10

20

30

40

50

【0036】

この推定距離は、「光源の発光量」と、「画素の輝度」と、「被写体の反射率」との関係で算出されるものであるが、「被写体の反射率」は被写体によって異なるので、ここでは「光源の発光量」と「画素の輝度」から推定距離を求めるものとする。

【0037】

上記推定距離は、プロセッサ21のメモリ71に予め記憶され、観察画像の画素輝度と被写体までの距離との関係を光源の発光量毎に表した距離変換テーブルを用いて求める。図10に距離変換テーブルの一例を示した。内視鏡制御部69は、取得した観察画像のL領域、及びR領域の平均輝度と、観察画像撮影時における各レーザ光源の光量設定値の情報から、上記の距離変換テーブルを参照して内視鏡先端部39から観察画像のL領域までの距離、及びR領域までの距離を推定する。

10

【0038】

また、プロセッサ21のメモリ71には、観察画像におけるL又はR領域の平均輝度と、L又はR領域側の照明窓から出射させる光量との関係を表す出射光量テーブルが予め記憶されている。図11に出射光量テーブルの一例を示した。図7に示すように、観察画像110のL領域に管壁113が明るく映出されるとL領域の平均輝度が高くなる。また、R領域に近傍の管壁が映出されていないとR領域の平均輝度が低くなる。そこで、内視鏡制御部69は、観察画像110のL領域の平均輝度がR領域より高い場合には、L領域との接近度の高い側の照明窓43Bから出射光量を減少制御した照明光を出射させ、R領域側の照明窓43Aから出射光量を増加制御した照明光を出射させる。逆に、L領域の平均輝度がR領域より低い場合は、照明窓43Bからの出射光量を増加制御し、照明窓43Aからの出射光量を減少制御した照明光を出射させる。このときの平均輝度に応じた出射光量の増減制御に、上記の出射光量テーブルが用いられる。

20

【0039】

さらに、プロセッサ21のメモリ71は、推定距離に対する、中心波長405nmのレーザ光(405)、中心波長445nmのレーザ光(445：実質的に白色光を意味する)の各出力強度の比率(光量比：405/445)を表す光量比テーブルが予め記憶されている。図12に光量比テーブルの一例を示した。光量比テーブルは、距離が短い近景ほど405の比率を高め、距離が長い遠景ほど445の比率を高めるように設定されている。

30

【0040】

観察画像110のL領域に近景の管壁113が映出され、この近景の管壁113を細かに観察する場合、組織表層の毛細血管や微細構造模様を強調表示させて、より詳細な情報を得ようとする要望がある。また、遠景が映出されたR領域に対しては、観察画像の輝度向上に有利な照明光とすることが好ましい。そこで、内視鏡制御部69は、観察画像110のL領域の推定距離が短い場合には、光量比405/445を高め、405の光量を増加させた照明光をL領域側の照明窓43Bから出射させる。R領域の推定距離が短い場合には、同様にして405の光量を増加させた照明光をR領域側の照明窓43Aから出射させる。このときの光量比の増減制御に、上記の光量比テーブルが用いられる。

40

【0041】

図9に戻り説明すると、観察画像のL/R領域の距離を推定した後、L側の照明窓43Bからの出射光を下記に設定する(S4)。

(1) 観察画像110のL領域の平均輝度に応じた出射光量

(2) 観察画像110のL領域の推定距離に応じた405/445比率

【0042】

即ち、内視鏡制御部69は、観察画像110のL領域の平均輝度に対応する照明窓43Bからの出射光量を、メモリ71に記憶された出射光量テーブルを参照して求める。また、内視鏡制御部69は、推定された内視鏡先端部39から観察画像110のL領域までの距離に対応する光量比を、メモリ71に記憶された光量比テーブルを参照して求める。

【0043】

50

そして、内視鏡制御部 69 は、求めた出射光量と光量比の情報に基づいて、レーザ光源 LD1, LD2 の各出射光量を変更する。

【0044】

次に、R側の照明窓43からの出射光を下記に設定する(S5)。

(1) 観察画像110のR領域の平均輝度に応じた出射光量

(2) 観察画像110のR領域の推定距離に応じた $405 / 445$ 比率

【0045】

即ち、内視鏡制御部69は、観察画像110のR領域の平均輝度に対応する照明窓43Aからの出射光量を、メモリ71に記憶された出射光量テーブルを参照して求める。また、内視鏡制御部69は、推定された内視鏡先端部39から観察画像110のR領域までの距離に対応する光量比を、メモリ71に記憶された光量比テーブルを参照して求める。

10

【0046】

そして、内視鏡制御部69は、求めた出射光量と光量比の情報に基づいて、レーザ光源 LD3, LD4 の各出射光量を変更する。

【0047】

上記のS1~S5までの処理を、内視鏡制御部69は内視鏡観察が終了するまで繰り返す(S6)。このような光量調整により、次回観察画像を撮影して取得したときに、近景から遠景にかけて適正露出の画像となると共に、近景の被写体(体腔の管壁113等)に対しては狭帯域光観察が行える画像となる。

【0048】

図13に、表示部15の表示画面115に観察画像110が表示された様子を模式的に示した。観察画像110は、近景の管壁113に毛細血管や粘膜の微細模様が強調表示され、遠景となる遠方の管壁も明瞭に表示される。

20

【0049】

なお、図13には、L領域側に照明光を照射する照明窓43Aからの出射光量と、R領域側に照明光を照射する照明窓43Bからの出射光量との光量比を表すインジケータ117A, 117Bの例を示している。インジケータ117Aは、中心波長405nmのLD2による照明光(405)、中心波長445nmのLD1による照明光(445 : 実質的には白色光を意味する)の各出力光強度の割合を示しており、図示例ではLD2の出力がLD1の出力より高く設定されている。一方、インジケータ117Bは、LD3(中心波長445nm)の出力がLD4(中心波長405nm)の出力より高く設定されていることを示している。

30

【0050】

光量比の情報を表示する情報表示手段でもある内視鏡制御部69が、インジケータ117A, 117Bを観察画像110と同時に表示部15に表示するため、現在の観察画像110に映出される被写体が、どのような照明条件の下で撮影されているかが明瞭になる。このため、観察画像110の被写体に応じて自動的に照明光の光量比(色味)が変更されても、照明光の光量比の情報が常に術者に伝わるので、白色照明光と狭帯域光との区別が付き、内視鏡診断を正確に行うことができる。なお、インジケータ117A, 117Bは、上記バー表示の他にも、他のタイプのグラフ表示や、数値表示にすることもできる。

40

【0051】

図9に戻り、S3で平均輝度がL領域>R領域でなかった場合、L領域<R領域かを判断し(S5)、R領域の平均輝度が大きい場合には、前述のS4におけるL側とR側とで逆の処理を行う。つまり、被写体との接近度の高い側の照明窓43Bに対して、被写体との接近度の低い側の照明窓43Aよりも狭帯域光の光量比を高くする。

【0052】

即ち、内視鏡制御部69は、L領域側の照明窓43Aから出射される光を、LD2(中心波長405nm)の出射光量よりもLD1(中心波長445nm)の出射光量を多くして、LD1による白色光の光量比を高くする。

【0053】

50

また、L領域側の照明窓43Bから出射される光を、LD3（中心波長445nm）の出射光量よりもLD4（中心波長405nm）の出射光量を多くして、LD4による狭帯域光の光量比を高くする。

【0054】

また、L領域側の出射光量（LD1，LD2の合計出射光量）をR領域側の出射光量（LD3，LD4の合計出射光量）より大きくすることで、撮像時の露光を適正化する。

【0055】

以上の光量調整により、次回観察画像を撮影して取得したときに、近景から遠景にかけて適正露出の画像となると共に、近景の被写体（体腔の管壁113等）に対しては狭帯域光観察が行える画像となる。

【0056】

次に、観察画像の平均輝度が、L領域とR領域で殆ど差が生じなかった場合、内視鏡制御部69は、双方の領域で平均輝度が基準値以上かを判定する（S7）。基準値は、被写体が近景か遠景かを判定するための平均輝度の閾値であり、メモリ71に予め記憶されている。

【0057】

観察画像の平均輝度が基準値以上であった場合は、内視鏡制御部69は、観察画像のL領域及びR領域が共に近景の被写体が映出されていると判断する。この場合には、被写体との接近度の高い照明窓43A，43Bの双方に対して、狭帯域光の光量比を高くする。

【0058】

即ち、内視鏡制御部69は、L領域側の照明窓43Aから出射される光を、LD1（中心波長445nm）の出射光量よりもLD2（中心波長405nm）の出射光量を多くして、LD2による狭帯域光の光量比を高くする。

【0059】

また、L領域側の照明窓43Bから出射される光を、LD3（中心波長445nm）の出射光量よりもLD4（中心波長405nm）の出射光量を多くして、LD4による狭帯域光の光量比を高くする。

【0060】

また、L領域側の出射光量（LD1，LD2の合計出射光量）とR領域側の出射光量（LD3，LD4の合計出射光量）とを共に減少させて、規定値LTより小さくする。規定値LTは、近景照明用の光量値であり、予めメモリ71に記憶されている。

【0061】

以上の光量調整により、次回観察画像を撮影して取得したときに、近景の被写体が適正露出の画像となると共に、観察画像の全体で狭帯域光観察が行える。

【0062】

また、観察画像の平均輝度が、L領域とR領域で殆ど差が生じず、平均輝度が基準値に満たなかった場合（S9）、内視鏡制御部69は、観察画像のL領域及びR領域が共に遠景の被写体が映出されていると判断する。この場合には、被写体との接近度の低い照明窓43A，43Bの双方に対して、白色光の光量比を高くする。

【0063】

即ち、内視鏡制御部69は、L領域側の照明窓43Aから出射される光を、LD2（中心波長405nm）の出射光量よりもLD1（中心波長445nm）の出射光量を多くして、LD1による白色光の光量比を高くする。

【0064】

また、L領域側の照明窓43Bから出射される光を、LD4（中心波長405nm）の出射光量よりもLD3（中心波長445nm）の出射光量を多くして、LD3による白色光の光量比を高くする。

【0065】

また、L領域側の出射光量（LD1，LD2の合計出射光量）とR領域側の出射光量（LD3，LD4の合計出射光量）とを共に増加させて、前述の規定値LT以上にする。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

以上の光量調整により、次回観察画像を撮影して取得したときに、遠景の被写体が適正露出の画像となる。

【 0 0 6 7 】

なお、観察画像の全体が近景、又は遠景となる例としては、次の場合が挙げられる。図 1 4 (A) に示すように、胃の幽門 1 1 7 付近を観察する場合には観察画像の全体が近景となる。また、図 1 4 (B) に示すように、胃壁 1 1 9 を観察する場合には観察画像の全体が遠景となる。このように、体腔内には種々の観察部位があるが、いずれの観察部位に対しても上述した光量比最適化モードにすることで、近景、遠景を共に適正露出で、しかも、近景に対しては自動的に狭帯域光観察ができるようになる。これにより、観察モードを切り換え操作することなく、内視鏡の手技を簡単に行える。以て、内視鏡の術者は内視鏡診断に専念することができる。

10

【 0 0 6 8 】

次に、光源装置の他の構成例を説明する。

< 変形例 1 >

図 1 5 に光源装置 1 9 A の構成を示した。図 1 に示す光源装置 1 9 とは、中心波長 4 4 5 n m のレーザ光源を 2 つから 1 つに変更した点が相違している。レーザ光源 L D - B は、中心波長 4 4 5 n m の青色発光の半導体レーザであり、レーザ光源 L D - A , L D - C は、中心波長 4 0 5 n m の紫色発光の半導体レーザである。レーザ光源 L D - B からの出力光路は、カプラ 6 1 C に接続されて、2 つの光路に分波する。分波された 2 つの光路のうち、一方の光路は、レーザ光源 L D - A からの出力光路と共にコンバイナ 6 1 D に入力されて合波される。他方の光路は、レーザ光源 L D - C からの出力光路と共にコンバイナ 6 1 E に入力されて合波される。そして、コンバイナ 6 1 D , 6 1 E からの出力光路は、2 系統の光路としてコネクタ 2 9 A に接続され、それぞれ光ファイバ 5 5 A , 5 5 B に光を供給する。

20

【 0 0 6 9 】

上記構成によれば、1 つのレーザ光源 L D - B で 2 系統の光路に青色レーザ光を供給でき、光源装置 1 9 A の構成を簡単にできる。また、同一のレーザ光源 L D - B を用いるため、光源の個体差による影響を受けることがない。しかも、2 系統の光路に対して、所望の光量比で中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光と、中心波長 4 0 5 n m の紫色レーザ光とを供給できる。

30

【 0 0 7 0 】

< 変形例 2 >

図 1 6 は内視鏡先端部の模式的な正面図である。内視鏡先端部 3 9 A は、観察窓 4 1 と、観察窓 4 1 を挟んだ両脇側に照明窓 4 4 A , 4 4 B が配置されている。また、照明窓 4 4 A , 4 4 B とは異なる位置となる、観察窓 4 1 を挟んだ両脇側に照明窓 4 4 C , 4 4 D が配置されている。照明窓 4 4 A , 4 4 B が並ぶ直線 L 1 と、照明窓 4 4 C , 4 4 D が並ぶ直線 L 2 は観察窓 4 1 を中心に交差している。

【 0 0 7 1 】

照明窓 4 4 A , 4 4 B の対と、照明窓 4 4 C , 4 4 D の対は、それぞれ前述の照明窓 4 3 A , 4 3 B の構成と同様になっており、それぞれから独立して所望の照明光を出射することを可能にしている。

40

【 0 0 7 2 】

上記構成の内視鏡によれば、観察画像の中心から対角方向に 4 方向に対して、照明光の光量比及び強度を調光できるため、前述の L 領域と R 領域における調光制御と比較して、より細かに近景の被写体の狭帯域光観察が可能となり、露出制御もより正確となる。

【 0 0 7 3 】

本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求めらるる範囲に含まれる。例えば、光源としてレーザ光源を用いたが、発光ダイオード等の半導

50

体発光素子を用いた構成や、キセノンランプ等の白色光ランプからの出射光をフィルタリングして狭帯域光を抽出する構成等にしてもよい。また、推定距離は、観察画像から求める以外にも、例えばレーザ光の送受時間差を用いた距離測定方法等の他の方法で求めてもよい。

【 0 0 7 4 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

(1) 内視鏡挿入部の先端に、観察画像を取得するための観察窓を備えた内視鏡装置であって、

白色光を生成するための第 1 の光源と、

前記白色光よりも実質的に波長が短く且つ前記白色光よりも波長帯域が狭い狭帯域光を生成する第 2 の光源と、

前記観察窓を挟んだ両脇側にそれぞれが配置され、前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源からの出力光を合波した照明光を被検体に向けて出射する第 1 の照明窓及び第 2 の照明窓と、

前記第 1 の光源と前記第 2 の光源を個別に光量制御して、前記照明光の前記白色光と前記狭帯域光との光量比を変更する光量比変更手段と、

前記観察画像に映出された被検体の前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓との接近度を検出する接近度検出手段と、

前記接近度検出手段により検出された接近度が高い側の照明窓に対して、前記接近度の低い側の照明窓より前記狭帯域光の光量比を高くするように前記光量比変更手段を制御する照明光制御手段と、

を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、狭帯域光の光量比を高めた照明光を、被検体との接近度が高い側の照明窓から出射することで、観察画像における近景部分に対して自動的に狭帯域光観察が行える。このため、手技を煩雑にすることなく、内視鏡診断に適した観察画像を簡単に表示できる。

【 0 0 7 5 】

(2) (1) の内視鏡装置であって、

前記照明光制御手段が、前記接近度の低い側の照明窓に対して、前記接近度の高い側の照明窓より出射光量を増加させる内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、内視鏡の観察画像を近景から遠景まで適正露出で撮影でき、白飛びや黒潰れのない診断に適した画像が得られる。

【 0 0 7 6 】

(3) (1) 又は (2) の内視鏡装置であって、

前記接近度検出手段が、前記第 1 の光源の光量及び前記第 2 の光源の光量と、前記観察画像における前記被検体の画素領域の輝度との関係に応じて、前記接近度を推定する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、第 1 の光源、第 2 の光源の各光量と、観察画像の輝度情報との関係に応じて接近度を推定することで、簡単に距離情報を検出できる。

【 0 0 7 7 】

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つの内視鏡装置であって、

前記第 1 の照明窓と前記第 2 の照明窓が、それぞれ前記第 1 の光源からの出射光を波長変換する波長変換部材を備えた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、波長変換部材により任意のスペクトル光が得られ、照明光の色調を任意に設定できる。また、波長変換部材により第 1 の光源からの出射光の波長幅が広がることで、演色性に優れた照明光にできる。

【 0 0 7 8 】

(5) (4) の内視鏡装置であって、

前記第 1 の光源からの出射光が前記波長変換部材を照射し、

前記波長変換部材が、前記青色光により蛍光体が発光する蛍光と、前記波長変換部材を

透過する第1の光源からの出射光とを合わせた白色光を出射する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、青色光と波長変換部材からの光とを合わせることで、高強度の白色光を高効率で得ることができる。

【0079】

(6) (1) ~ (5) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記第2の光源が、中心波長380nm ~ 470nmの光を出射する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、良好な狭帯域光観察を行うことができる。

【0080】

(7) (1) ~ (6) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記観察画像を表示する表示部と、

前記表示部に、前記観察画像、及び該観察画像を取得したときの前記第1の照明窓、前記第2の照明窓のそれぞれに対する前記光量比の情報を表示する情報表示手段と、
を備えた内視鏡装置

この内視鏡装置によれば、どちらの照明窓からどのような光量比で照明光が出射されているのかが観察画像と共に簡単に把握でき、誤った内視鏡診断を行うことがない。

【0081】

(8) (1) ~ (7) のいずれか1つの内視鏡装置であって、

前記観察窓を挟んで配置される前記第1の照明窓と前記第2の照明窓との対が、前記内視鏡先端部の異なる位置に複数対設けられた内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、第1の照明窓と第2の照明窓の対が複数対設けられることで、被検体と内視鏡との接近度を検出する方向が増加する。このため、より細かに近景の被写体の狭帯域光観察が可能となり、露出制御もより正確となる。

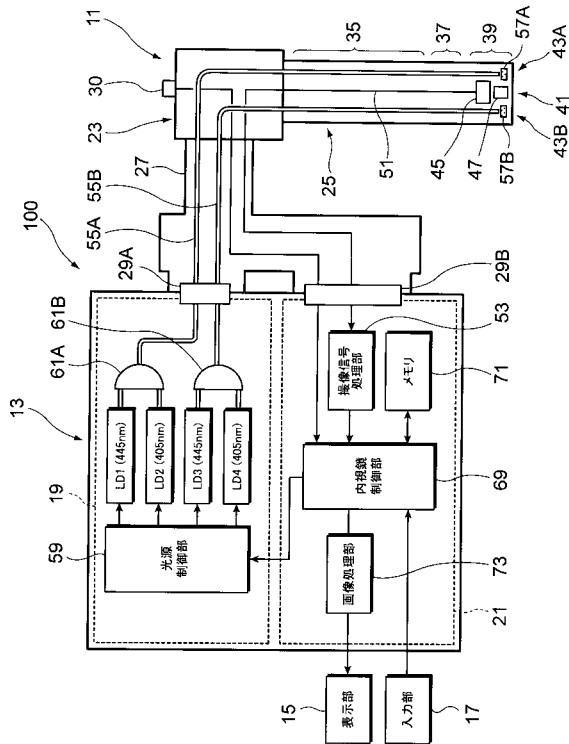
【符号の説明】

【0082】

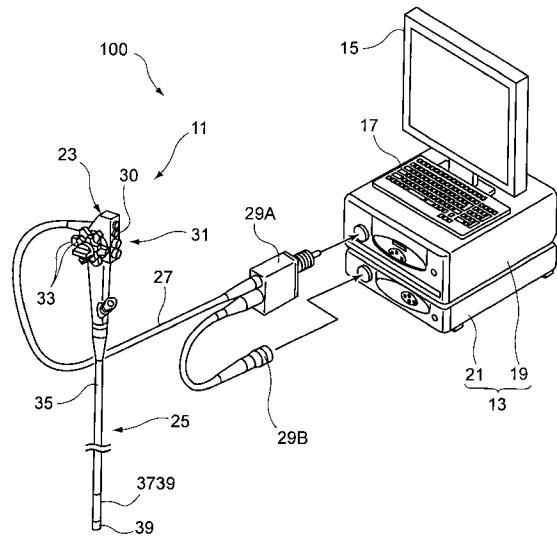
| | | |
|------------|-------------|----|
| 11 | 内視鏡 | |
| 13 | 制御装置 | |
| 15 | 表示部 | |
| 17 | 入力部 | |
| 19 | 光源装置 | |
| 21 | プロセッサ | 30 |
| 23 | 本体操作部 | |
| 25 | 挿入部 | |
| 30 | モード切り替えボタン | |
| 31 | 各種操作ボタン | |
| 39 | 先端部(内視鏡先端部) | |
| 41 | 観察窓 | |
| 43A, 43B | 光照射窓 | |
| 45 | 撮像素子 | |
| 53 | 撮像信号処理部 | |
| 55A, 55B | 光ファイバ | 40 |
| 57A, 57B | 波長変換部材 | |
| 59 | 光源制御部 | |
| 61A, 61B | コンバイナ | |
| 69 | 内視鏡制御部 | |
| 71 | メモリ | |
| 73 | 画像処理部 | |
| 100 | 内視鏡装置 | |
| 110 | 観察画像 | |
| 113 | 管壁 | |
| 117A, 117B | インジケータ | 50 |

LD1, LD2, LD3, LD4、LD-A, LD-B, LD-C レーザ光源
LT 既定値

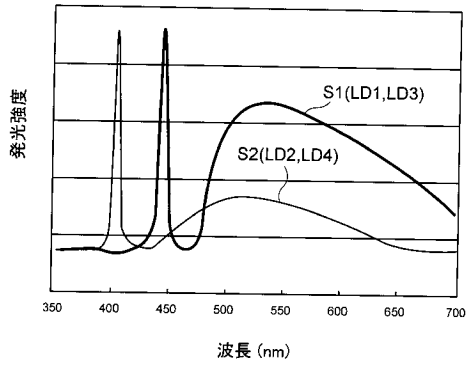
【 図 1 】



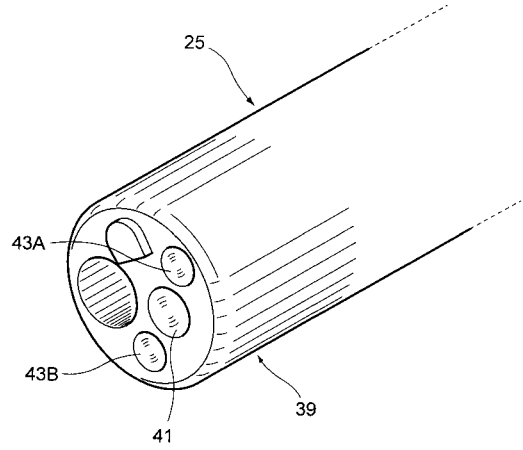
【 図 2 】



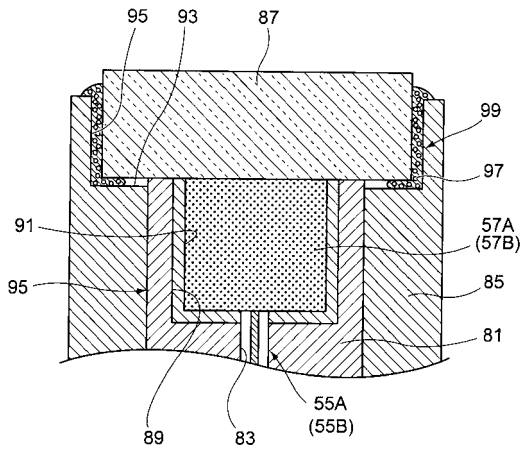
【 図 3 】



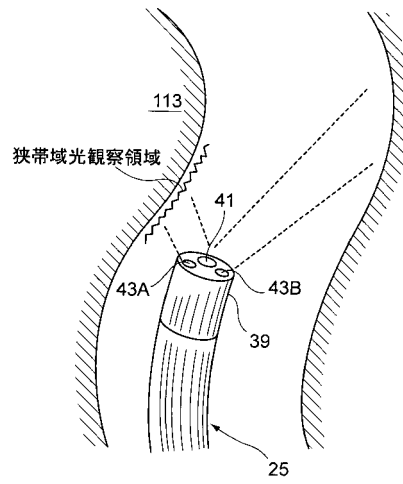
【 図 4 】



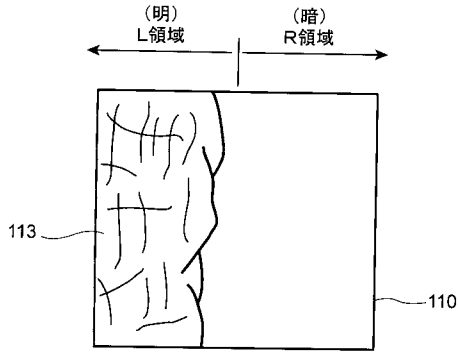
【 図 5 】



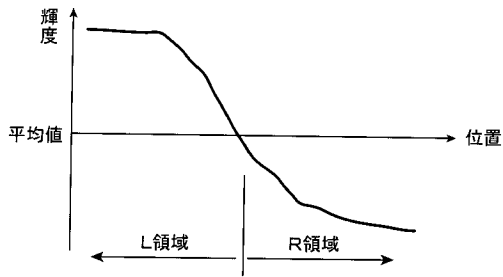
【 図 6 】



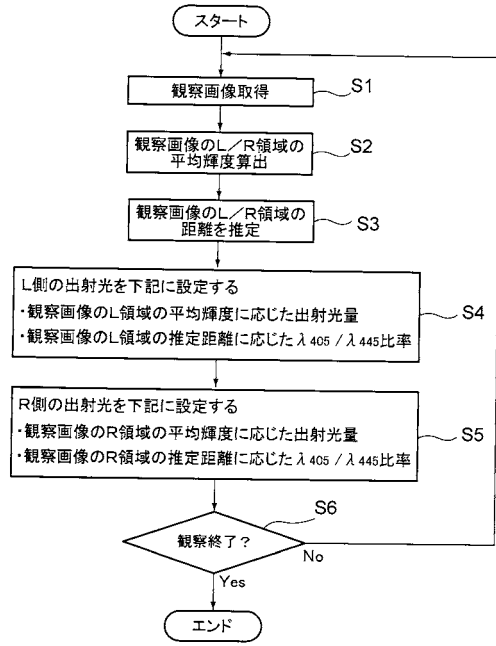
【 図 7 】



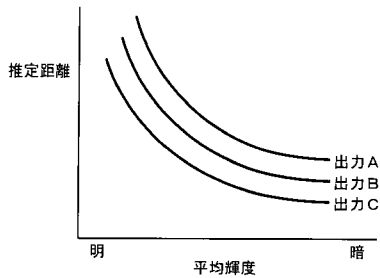
【 図 8 】



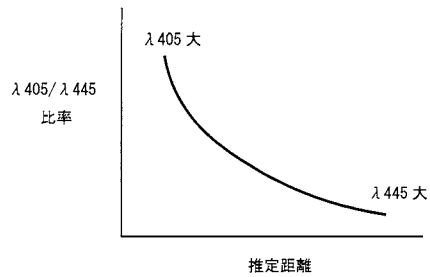
【 図 9 】



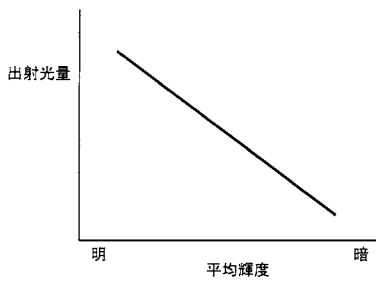
【 図 1 0 】



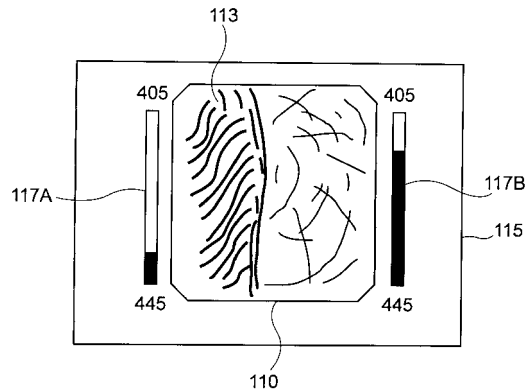
【 図 1 2 】



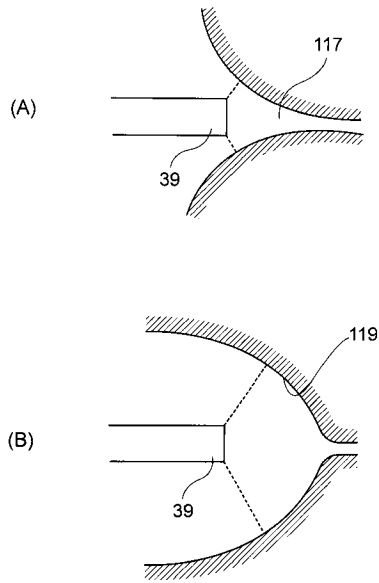
【 図 1 1 】



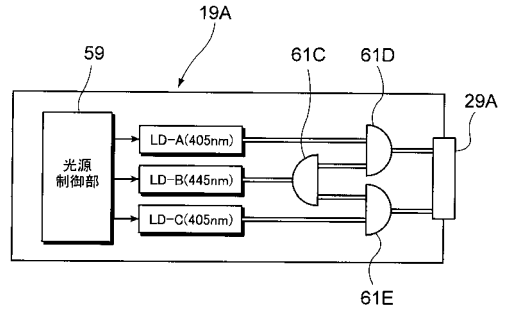
【 図 1 3 】



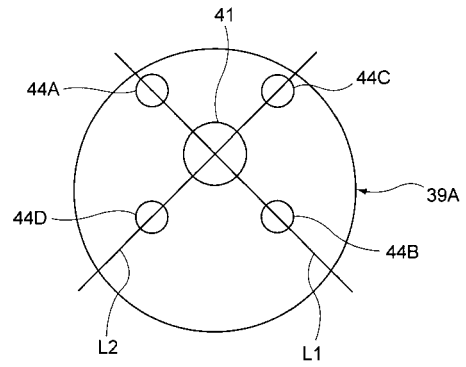
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C161 BB01 BB08 CC06 DD03 FF45 FF46 GG01 HH31 LL02 QQ02
QQ07 RR02 WW10

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2012223460A | 公开(公告)日 | 2012-11-15 |
| 申请号 | JP2011095540 | 申请日 | 2011-04-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 遠藤安土 安田裕昭 松永純 飯田孝之 | | |
| 发明人 | 遠藤 安土 安田 裕昭 松永 純 飯田 孝之 | | |
| IPC分类号 | A61B1/06 A61B1/00 | | |
| FI分类号 | A61B1/06.A A61B1/00.300.U A61B1/00.553 A61B1/00.732 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.736 | | |
| F-TERM分类号 | 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/HH31 4C161/LL02 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/WW10 | | |
| 其他公开文献 | JP2012223460A5 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：内窥镜的观察图像以适当的曝光度从近视向远景拍摄，并且特别是在作为近视的被摄体表面上自动进行窄带光观察。内窥镜装置在内窥镜插入部25的前端具有用于获取观察图像的观察窗41。在该内窥镜装置中，在夹着观察窗41的两侧分别设置有用于产生白光的第一光源LD1，LD3，用于产生窄带光的第二光源LD2，LD4。布置第一照明窗口43A和第二照明窗口43B，以及用于单独控制第一光源和第二光源的光量以改变白光和窄带光的光量比的光量比。改变装置，用于检测在观察图像中显示的被摄体的第一照明窗和第二照明窗的接近度，以及接近度高的一侧的照明窗的接近度检测装置，用于控制光量比控制改变装置的照明光控制装置，以使窄带光的光量比高于低接近侧的照明窗的光量比。

[选型图]图1

